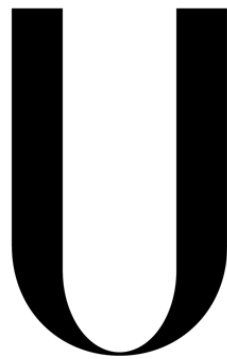


Universidade de Lisboa

Faculdade de Medicina Dentária



LISBOA

UNIVERSIDADE
DE LISBOA

Francisco Bénard da Costa Palha

Revisão Bibliográfica

Mestrado Integrado em Medicina Dentária

2016

Universidade de Lisboa

Faculdade de Medicina Dentária



**Facetas cerâmicas: avaliação da influência de
diferentes sistemas de cimentação adesiva**

Francisco Bénard da Costa Palha

Dissertação orientada pelo Prof. Doutor José Carracho

Mestrado Integrado em Medicina Dentária

2016

*“Esta vida não pode acabar aqui:
nada faria sentido, para mim, se assim fosse.”*

João Bénard da Costa

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Doutor José Carracho, por toda a colaboração e disponibilidade durante a elaboração desta dissertação.

À minha família, em particular os meus pais, por tudo o que representam para mim, por toda a dedicação e esforço que fizeram para tornar possível esta caminhada, por toda a compreensão e apoio que me deram e acima de tudo por terem sido sempre os primeiros a acreditar em mim e fazerem-me acreditar que era capaz de atingir tudo aquilo que sempre quis.

Aos meus irmãos, Manel e Mariana, por partilharem comigo todos os momentos da minha vida. É mais uma vitória para os três.

A todos aqueles que de alguma forma marcaram a minha vida como estudante universitário, com especial agradecimento ao João Cardoso, Rita Subtil, Marta, Jorge, Ana Luísa Ferreira, Melo, Taborda, Diogo, Carolina e Patrícia. À Teresa, por toda a paciência que teve comigo nesta reta final, bem como por toda a ajuda, apoio e força que me deu para conseguir terminar esta dissertação.

Aos meus amigos de sempre, Miranda, Farinha, Mário, João Santos, Pedro Nunes, Manel Lima, Gonzaga e Pilar, que têm tido, não só ao longo desta jornada, mas desde sempre um papel importantíssimo na vida. A família herda-se, os amigos escolhem-se, e estes não poderia ter escolhido melhor.

GLOSSÁRIO DE ABREVIATURAS E ACRÓNIMOS

<i>Bis-GMA</i>	Bisfenol A-glicidil metacrilato
<i>BTH</i>	Butilhidroxitolueno
<i>CAD/CAM</i>	<i>computer-aided design/ computer-aided manufacturing</i> desenho auxiliado por computador – manufatura auxiliada por computador
<i>GC</i>	Grau de conversão
<i>HEMA</i>	Hidroxietil Metacrilato
<i>HF</i>	Hidrofluorídrico
<i>LED</i>	Light Emitting Diode
<i>MEHQ</i>	Éter monometílico de hidroquinona
<i>PAC</i>	Arco de plasma
<i>QTH</i>	Quartzo de tungsténio-halogénio
<i>TEGDMA</i>	Trietilenoglicol dimetacrilato
<i>UDMA</i>	Uretanodimetacrilato
<i>10-MDP</i>	Meta-crilóiloxidecil dihidrogenofosfato

RESUMO

As facetas cerâmicas são consideradas restaurações indiretas previsíveis, estéticas e conservadoras com excelente desempenho clínico. A adesão à superfície dentária é promovida pela utilização de sistemas adesivos e cimentos resinosos, formando um complexo de adesão constituído pela superfície dentária, cerâmica e pelo cimento resinoso.

O grande objetivo das restaurações adesivas está em alcançar um íntimo contacto entre os materiais restauradores e os tecidos dentários. Para tal, foram desenvolvidos sistemas adesivos que promovem uma interação entre estas duas superfícies.

A adesão à estrutura dentária é maioritariamente micromecânica, contudo é possível promover uma adesão química pela adição de monómeros específicos, nos sistemas adesivos, com afinidade para a hidroxiapatite. Atualmente existem vários tipos de estratégias adesivas, com base num sistema *total-etch* ou *self-etch*.

Os cimentos resinosos são utilizados com o objetivo de aderir restaurações indiretas à estrutura dentária, de forma estável e a longo-prazo. Estes estão indicados na cimentação das facetas cerâmicas devido à capacidade de adesão à estrutura dentária e cerâmica e às propriedades mecânicas e óticas superiores. Podem ser divididos em foto, auto-polimerizáveis ou com dupla-polimerização. A adesão do cimento à superfície interna da cerâmica é micromecânica – promovida pelo condicionamento com ácido hidrofluorídrico – e química – promovida pelo silano.

Apesar das facetas cerâmicas serem consideradas como o tratamento de eleição em medicina dentária estética, existem algumas controvérsias quanto ao tipo de tratamento da superfície dentária e cerâmica e tipos de cimentos que se devem utilizar. Em geral, os cimentos apresentam bons resultados na adesão quer para estrutura dentária, quer para a superfície cerâmica, quando o correto condicionamento e tratamento destas superfícies é realizado.

Uma vez que a adesão ao esmalte tem provado ser superior à dentina, recomenda-se que a preparação para facetas cerâmicas seja o mais conservadora possível, limitando a preparação do dente ao esmalte.

ABSTRACT

Ceramic veneers are considered predictable, aesthetic and conservative indirect restorations with excellent clinical performance. Adhesion to the tooth surface is promoted by the use of adhesive systems and resin cements, forming an adhesion complex made up of the tooth surface, ceramic and the resin cement.

The ultimate goal of adhesive restorations is to achieve an intimate contact between restorative materials and dental tissues. To this end, adhesive systems have been developed to promote interaction between these two surfaces.

Adherence to tooth structure is mostly micromechanics, however it is possible to promote chemical adhesion by adding specific monomers in adhesive systems, with affinity for hydroxyapatite. Currently there are various types of adhesive strategies, based on a total-etch or self-etch system.

The resin cements are used in order to attach indirect restorations to tooth structure, in a stable and long-term manner. These are indicated in the cementation of ceramic veneers due to adhesiveness to tooth and ceramic structure and due to better mechanical and optical properties. They can be divided into photo, self or dual-cure.

The adhesion of the cement to the inner surface of the ceramic is micromechanics - promoted by etching with hydrofluoric acid – and chemical - promoted by the silane.

Despite ceramic veneers are considered the treatment of choice in aesthetic dental medicine, there are some controversies about the type of treatment of dental and ceramic surfaces and types of cements that should be used.

In general, the cement shows good results in adhesion to both tooth structure, or to the ceramic surface, when the correct conditioning and treatment of these surfaces is performed.

Since the adhesion to enamel has proven to be superior to dentin, it is recommended that the preparation for ceramic veneers to be the most conservative possible, limiting the preparation of the tooth enamel.

Índice

1	INTRODUÇÃO	1
2	OBJETIVO.....	2
3	MATERIAIS E MÉTODOS	2
4	FACETAS	3
4.1	Vantagens/ desvantagens das facetas cerâmicas	3
4.2	Indicações/ contra-indicações das facetas cerâmicas	4
4.3	Classificação das cerâmicas para produção de facetas de acordo com a sua composição.....	5
4.3.1	Cerâmicas à base de vidro	6
	– <i>Cerâmica feldspática</i>	6
	– <i>Cerâmicas reforçadas com leucite ou dissilicato de lítio</i>	7
5	SISTEMAS ADESIVOS.....	8
5.1	Estratégias adesivas.....	9
5.1.1	Adesivos <i>total-etch</i>	10
5.1.2	Adesivos <i>self-etch</i>	12
5.2	Mecanismo de adesão aos diferentes substratos dentários	13
6	CIMENTOS À BASE DE RESINA COMPOSTA.....	15
6.1	Vantagens/ desvantagens dos cimentos resinosos	16
6.2	Classificação por mecanismos de polimerização	17
7	ADESÃO À ESTRUTURA DENTÁRIA.....	20
7.1	Adesão ao esmalte.....	20
7.2	Adesão à dentina	21
8	ADESÃO À SUPERFÍCIE CERÂMICA	23
8.1	Condicionamento com ácido hidrófluorídrico	24
8.2	Silanização	25
9	CONCLUSÃO	27
	BIBLIOGRAFIA.....	XIV
	ANEXOS.....	XVI
	ANEXO A.....	XVII
	ANEXO B	XVIII
	ANEXO C	XIX
	ANEXO D	XX
	ANEXO E	XXI

1 INTRODUÇÃO

A utilização de facetas cerâmicas em medicina dentária não consiste numa abordagem recente tendo surgido inicialmente em 1938 com *Charles Pincus*. Estas eram utilizadas especialmente pela indústria cinematográfica através da sua adesão à estrutura dentária, recorrendo ao uso de um “adesivo temporário”. Posteriormente as facetas eram removidas uma vez que a sua adesão não era feita de forma permanente. (Peumans et al. 2000; Shetty, Dandakeri, e Dandakeri 2013).

Relativamente aos sistemas adesivos, a sua evolução teve início com os estudos de *Buonocore*, em 1955 e de *Rochette*, em 1975, que introduziram, respetivamente, os conceitos de condicionamento ácido do esmalte e da cerâmica (Shetty et al. 2013).

Mais tarde, em meados da década de 80, *Simonsen*, *Calamia* e *Horn*, renovaram o interesse nas facetas cerâmicas com a introdução de procedimentos de condicionamento ácido do esmalte e das cerâmicas que melhoravam substancialmente, a retenção destas restaurações a longo prazo (Peumans et al. 2000; Shetty et al. 2013).

A longevidade e o sucesso clínico deste tipo de reabilitação vai depender de diversos fatores como: força e durabilidade do complexo de adesão; profundidade da preparação do dente e tipo de estrutura da superfície dentária a que a faceta é aderida; tipo e espessura da cerâmica utilizada; tipo de cimento e adesivo utilizado; morfologia dentária e tipo de atividade funcional e parafuncional a que as facetas vão estar sujeitas (Öztürk et al. 2013; Pascotto et al. 2012).

Desta forma, a adesão das facetas cerâmicas à superfície dentária é ainda hoje, promovida pela utilização de sistemas adesivos e cimentos resinosos, formando um complexo de adesão constituído por 3 componentes, a superfície dentária, o cimento resinoso e a superfície cerâmica da faceta (Öztürk et al. 2013).

Atualmente, as facetas cerâmicas são consideradas restaurações indiretas previsíveis, estéticas e conservadoras com excelente desempenho clínico devido não só à sua resistência, longevidade e natureza conservadora, bem como à sua biocompatibilidade e nível estético (Pascotto et al. 2012; Shetty et al. 2013).

2 OBJETIVO

O objetivo da dissertação é o de realizar uma revisão bibliográfica da literatura, avaliando criticamente a validade, metodologia e resultados dos estudos incluídos de forma a abordar os diferentes fatores e materiais que possam influenciar a cimentação adesiva de facetas cerâmicas.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Desde Fevereiro de 2016 a Junho de 2016, foi efetuada uma pesquisa de evidência científica com recurso a uma base de dados primária MEDLINE (através de *PubMed* – www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed) com os termos MeSH: *porcelain laminate veneers, ceramic veneer, luting cement, adhesive cement, bond strength, veneer, bond*, com o conector booleano “AND” e com o seguinte filtro: artigos escritos em língua inglesa, portuguesa ou espanhola. Não foram adicionados outros filtros, como por exemplo tipo de artigo científico ou data de publicação, uma vez que, ao efetuar esta seleção os resultados poderiam não englobar estudos importantes para esta revisão.

Esta pesquisa foi repetida, utilizando os mesmos termos anteriormente referidos. Posteriormente, recorrendo à bibliografia da literatura previamente incluída nesta revisão foi feita uma busca manual de artigos considerados relevantes para o tema em questão.

Nesta revisão literária foram incluídos através da leitura de título e resumo um total de 18 artigos.

4 FACETAS

Existe uma procura crescente no que diz respeito a tratamentos estéticos em medicina dentária. Durante muitos anos, a correção estética de dentes anteriores mais duradoura e previsível, consistia na preparação dos dentes para a colocação de coroas de recobrimento total. Contudo, esta abordagem pode ser muito invasiva e implica a remoção de uma grande quantidade de estrutura o que pode ter efeitos adversos na polpa dentária e nos tecidos periodontais (Peumans et al. 2000).

Atualmente, devido aos grandes progressos desenvolvidos na capacidade de adesão ao esmalte e à dentina, através de diversos sistemas adesivos, juntamente com o desenvolvimento das resinas compostas híbridas, é possível optar por técnicas restauradoras adesivas mais conservadoras (Peumans et al. 2000).

Desta forma, na utilização de restaurações indiretas, como facetas cerâmicas, os clínicos devem ter em atenção a escolha da técnica e do material que permitem, por um lado um tratamento conservador, preservando o máximo de estrutura dentária, que satisfaça as exigências estéticas, estruturais e biológicas dos pacientes e por outro que ofereça requisitos mecânicos e providencie uma melhor durabilidade clínica (Pascotto et al. 2012).

4.1 Vantagens/ desvantagens das facetas cerâmicas

Vantagens (Shetty et al. 2013):

- Abordagem conservadora – preparação dentária mais conservadora;
- Cor – permitem melhor controlo de cor, translucidez e aparência mais natural, bem como melhor estabilidade cromática;
- Força adesiva – quando condicionadas apresentam forte adesão à estrutura dentária;
- Resistência à abrasão – são caracterizadas pela elevada resistência ao desgaste e à abrasão, quando comparadas com as resinas compostas;
- Resistência a forças – apresentam elevada resistência às forças de tração e cisalhamento quando cimentadas em esmalte;

- Saúde periodontal – melhor resistência superficial à acumulação de placa bacteriana quando comparadas com outros sistemas de facetas (ex.: facetas de resina composta);
- Estética – melhor estética que qualquer outro material utilizado em facetas, permitindo melhor controlo da cor e da textura da superfície;
- Resistência à absorção de fluídos – menor potencial de absorção de fluídos em comparação com outros materiais utilizados na produção de facetas;

Desvantagens (Shetty et al. 2013):

- Custos – maior custo quando comparadas com as técnicas restauradoras diretas (devido à necessidade de recorrer a laboratórios de prótese para produção das facetas, bem como ao maior número de consultas necessárias para finalizar o tratamento);
- Tempo – técnica muito sensível, pode requerer múltiplas consultas;
- Fragilidade – mais frágeis e difíceis de manipular, principalmente durante a prova (*try-in*) e na cimentação;
- Reparação – após cimentadas ao esmalte é muito complicado realizar qualquer reparação;
- Cor – após cimentadas, a alteração da cor das facetas cerâmicas é extremamente difícil;

4.2 Indicações/ contra-indicações das facetas cerâmicas

Indicações (Öztürk et al. 2013; Shetty et al. 2013):

- Dentes escurecidos ou manchados;
- Hipocalcificações;
- Diastemas;
- Dentes com inclinação palatina/ lingual;
- Má posição dentária (leve);
- Dentes fraturados.

Contra-indicações (Öztürk et al. 2013; Shetty et al. 2013):

- Substrato dentário insuficiente;
- Dentes com inclinação vestibular;
- Espaçamento interdentário excessivo;
- Presença de cáries e/ ou higiene oral insuficiente;
- Hábitos parafuncionais (bruxismo);
- Má posição dentária (moderada/ severa).

4.3 Classificação das cerâmicas para produção de facetas de acordo com a sua composição

As cerâmicas podem ser classificadas com base na sua temperatura de sinterização, composição e técnica de fabricação (Sadaqah 2014).

De acordo com a sua composição existem 3 tipos principais de cerâmicas (Sadaqah 2014):

- **Cerâmicas à base de vidro** - (*glass based ceramics*) – cerâmicas feldspáticas (convencionais); cerâmicas reforçadas com leucite (ex.: *IPS Empress*); cerâmicas reforçadas com dissilicato de lítio (ex.: *IPS Empress II* e *E-max Press*);
- ***Cerâmicas à base de alumina*** – *In-ceram Alumina; In-ceram Spinell; In-ceram Zirconia; Procera All Ceram*;
- ***Cerâmicas à base de zircónia***;

(Os diferentes tipos comercialmente disponíveis constam na Tabela 1 do Anexo A).

4.3.1 Cerâmicas à base de vidro

– *Cerâmica feldspática*

Os feldspatos são essencialmente compostos por dióxido de silício ou sílica, SiO_2 (60-64%) e óxido de alumínio ou alumina, Al_2O_3 (20-23%) e podem sofrer diferentes modificações por forma a criar uma cerâmica vítrea passível de ser utilizada em restaurações dentárias (Sadaqah 2014; Shetty et al. 2013).

As facetas de cerâmica feldspática são, tradicionalmente, fabricadas utilizando técnica de estratificação. Esta técnica permite ao técnico de prótese um controlo completo sobre as camadas de cerâmica, resultando em restaurações muito naturais. Dada a sensibilidade da técnica, é necessário um maior investimento de tempo e esforço de forma a produzir, com precisão, estas facetas (Sadaqah 2014; Shetty et al. 2013).

Relativamente às suas propriedades, as cerâmicas feldspáticas apresentam fracas propriedades mecânicas, com uma resistência à flexão na ordem dos 60-70 MPa, sendo muito suscetíveis à fratura por tensão mecânica. Neste sentido, uma correta adesão à estrutura dentária, e mais forte como no caso do esmalte, é essencial para melhorar a resistência deste tipo de restaurações (Sadaqah 2014; Shetty et al. 2013).

Atualmente é possível produzir estas facetas utilizando sistemas computadorizados (CAD/CAM) a partir de blocos de cerâmica pré-fabricados. Estas cerâmicas apresentam cristais mais finos e menor porosidade, apresentando melhor resistência mecânica (Sadaqah 2014). *Tinschert et al.* (2000) demonstrou que as cerâmicas utilizadas nos sistemas CAD/CAM tinham um menor intervalo de variação na resistência à fratura e consequentemente um módulo de Weibull superior (CEREC-Mark - módulo de Weibull >18 vs VITA VMK 68 – módulo de Weibull < 9). Desta forma, concluiu que esse tipo de cerâmicas tinha, portanto, maior confiabilidade estrutural que os materiais cerâmicos dentários processados em laboratório (Tinschert et al. 2000).

A *Vita Mark II* (*Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany*) consiste numa cerâmica feldspática maquinável introduzida em 1991 para ser utilizada com o Sistema CEREC 1 (*Siemens AG, Bensheim, Germany*). Esta cerâmica caracteriza-se por ser mais forte e apresentar na sua constituição grãos mais finos ($4\ \mu\text{m}$) quando comparada com a cerâmica feldspática convencional (Sadaqah 2014). Apesar de ser uma cerâmica

monocromática, está disponível em diversas tonalidades, incluindo a linha de tons *Vita* e *Vitapan 3D-Master shades*. De forma a superar as desvantagens estéticas de uma restauração monocromática, atualmente já existem blocos cerâmicos multicoloridos (ex.: *Vita triluxe Bloc*, *Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany*) (Sadaqah 2014).

As principais vantagens da utilização das cerâmicas convencionais são a: mimetização da cor do dente com uma fina camada de material; baixo custo laboratorial quando comparado com outros sistemas cerâmicos; excelente adesão e retenção mecânica após o condicionamento com ácido hidrofúorídrico (HF), silanização e cimentação em esmalte (Sadaqah 2014).

Em geral, as cerâmicas feldspáticas têm um grande valor estético, apresentando uma translucidez elevada, semelhante à dentição natural (Sadaqah 2014).

– Cerâmicas reforçadas com leucite ou dissilicato de lítio

A melhoria das propriedades mecânicas das cerâmicas de vidro depende da interação, quantidade e tamanho dos cristais da matriz vítrea, sendo que cristais mais finos geralmente produzem materiais mais fortes (Sadaqah 2014; Shetty et al. 2013). A composição química e a quantidade de cristais incorporados na matriz tem igualmente influência na opacidade/translucidez destas cerâmicas (Sadaqah 2014).

A adição de micro-cristais dispersos na matriz vítrea, de forma uniforme, tais como leucite e dissilicato de lítio, proporciona às cerâmicas uma maior resistência mecânica à fratura e melhor resistência ao choque térmico e à corrosão, quando comparadas com as cerâmicas feldspáticas (Sadaqah 2014; Shetty et al. 2013). Desta forma, estas cerâmicas apresentam uma resistência à flexão bastante superior variando entre 160-300 MPa nas cerâmicas reforçadas com leucite e 320-450 MPa nas cerâmicas reforçadas com dissilicato de lítio. (Sadaqah 2014)

Apesar do elevado teor cristalino apresentam elevada translucidez, uma vez que contém cristais com um índice de refração relativamente baixo (Sadaqah 2014) .

Tal como as cerâmicas feldspáticas, estas são também sensíveis ao ácido, permitindo o seu condicionamento com ácido hidrofúorídrico. (Sadaqah 2014; Shetty et al. 2013)

5 SISTEMAS ADESIVOS

O grande objetivo das restaurações adesivas está em alcançar um íntimo contacto entre os materiais restauradores e os tecidos dentários. Para tal, foram desenvolvidos sistemas adesivos que contêm agentes de ligação (*bond*/adesivo), compostos por monómeros resinosos que promovem uma interação entre os materiais restauradores e o substrato dentário subjacente (esmalte e/ ou dentina) (Sezinando 2014).

No caso das facetas cerâmicas, o adesivo adere ao esmalte e/ ou dentina e liga-se ao cimento resinoso por um processo de co-polimerização. A adesão ao esmalte e à dentina é maioritariamente micromecânica e é promovida pela polimerização dos monómeros de resina que se infiltram nas microretenções criadas pela desmineralização do material inorgânico. Contudo é possível promover uma adesão química à estrutura dentária pela adição de monómeros específicos, nos sistemas adesivos, com afinidade para a hidroxiapatite (Van Landuyt et al. 2007).

O condicionamento ácido do esmalte e/ ou dentina com posterior ou concomitante passo adesivo (aplicação de *primer* + *bond*) é a base de todos os sistemas adesivos. Desta forma, a adesão, em todos os casos, é promovida pela preparação do substrato dentário, aplicação de moléculas funcionais (*primers*) no substrato e pela aplicação de uma camada específica que tenha a capacidade de reagir com o *primer* (*bond*) (Stangel, Ellis, e Sacher 2007).

No caso do esmalte e/ ou dentina, a preparação da superfície dentária envolve a remoção seletiva de componentes do substrato e alteração da sua conformação e energia de superfície. A otimização dos substratos dentários envolve a utilização de compostos ácidos que removem os detritos resultantes da preparação dentária e dissolvem os cristais de hidroxiapatite de forma a criar microporosidades na sua superfície. O condicionamento ácido provoca também uma alteração na energia de superfície, permitindo um melhor molhamento (Stangel et al. 2007).

Os *primers* consistem em moléculas bi ou multi-funcionais. Estes são compostos por dois grupos funcionais, sendo que um reage e promove a adesão ao esmalte e/ ou dentina e o outro reage e promove a adesão ao adesivo colocado posteriormente. A função do *primer* quando aplicado ao esmalte consiste em aumentar o molhamento da sua superfície e em conseguir penetrar nas microporosidades criadas pelo condicionamento ácido. Na dentina, além de promover o molhamento da superfície, os

primers difundem-se ao longo da superfície desmineralizada e interligam-se na rede de colagénio (Stangel et al. 2007).

Os adesivos vão co-polimerizar com os *primers* e com a camada de resina adjacente (restauração em compósito ou cimento resinosos no caso de restaurações indiretas) aumentando significativamente a força da interface adesiva (Stangel et al. 2007).

Os sistemas adesivos podem ser classificados em dois grupos principais, segundo a classificação proposta por Van Meerbeek, et al (2003) – *etch-and-rinse* e *self-etch*. Diferentes sistemas/ tipos de adesivo apresentam composições semelhantes: monómeros de resina acrílica, solventes orgânicos, iniciadores e inibidores da polimerização e, por vezes, partículas de carga (Van Landuyt et al. 2007; Sezinando 2014; Stangel et al. 2007).

(A composição dos sistemas adesivos está descrita mais detalhadamente nas tabelas 3 e 4 nos anexos C e D).

(Os diferentes tipos de adesivos comercialmente disponíveis constam na Tabela 2 do Anexo B).

5.1 Estratégias adesivas

A era adesiva começa com Buonocore, em 1955, quando este propôs o condicionamento ácido do esmalte com ácido fosfórico a 85% de forma a melhorar a retenção da resina acrílica através da formação de microporosidades na superfície do esmalte. A aplicação do sistema adesivo (*primer* e *bond*) visa a infiltração destas porosidades com monómeros de resina e posterior polimerização, formando os *resin-tags* que promovem a adesão micromecânica ao esmalte (Sezinando 2014).

Posteriormente, na década de 1970, surgiu o conceito de *total-etch*, onde se recomendava o condicionamento ácido tanto do esmalte como da dentina (Sezinando 2014).

Ao recorrer ao uso de instrumentos de corte, a superfície dentária fica coberta de uma camada aderente de detritos, chamada de *smear-layer*. Esta apresenta uma energia de superfície baixa e é formada essencialmente por hidroxiapatite e colagénio desnaturado. Quando esta penetra e adere aos túbulos dentinários estes passam a denominar-se de *smear-plugs*. Tanto a *smear-layer* como os *smear-plugs* comportam-se

como uma barreira física que reduz a permeabilidade dentária em 86% (Sezinando 2014).

Atualmente existem vários tipos de estratégias adesivas que diferem na forma de interação com a *smear-layer*, dissolvendo-a ou tornando-a permeável: *etch-and-rinse* (*total-etch*), *self-etch* (2 passos) e *self-etch* de 1 passo/ *self-adhesive* (Sezinando 2014).

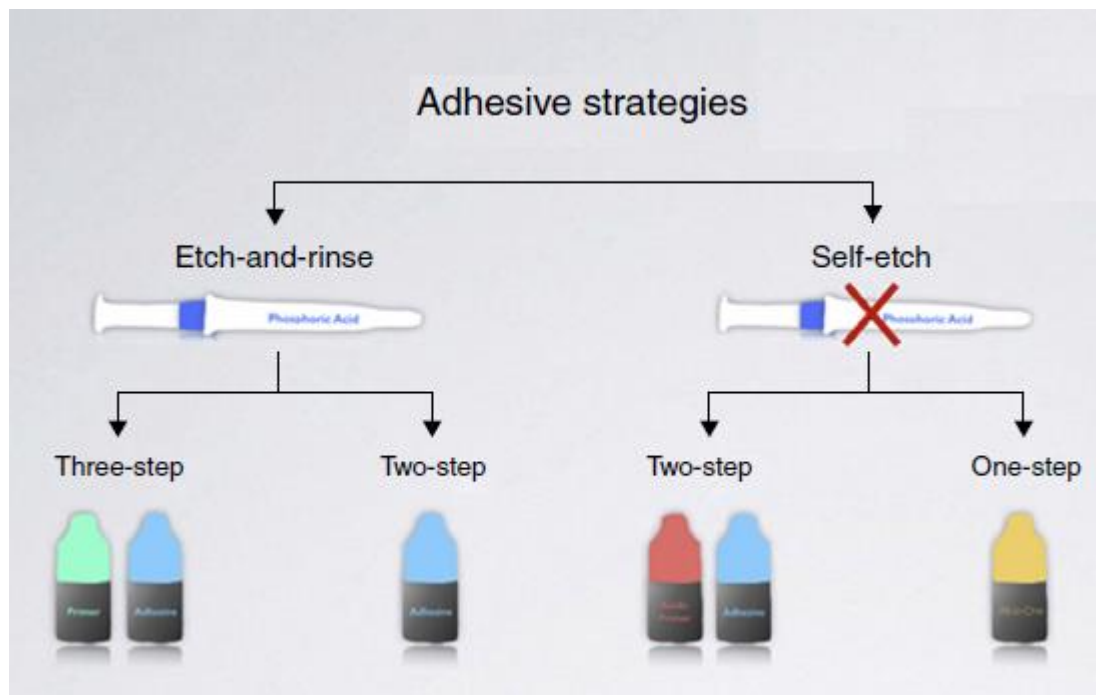


Figura 1 - Estratégias adesivas - adaptado de Sezinando (2014)

5.1.1 Adesivos *total-etch*

- **Sistemas com 3 passos** – condicionamento ácido + *primer* + *bond* (Silva e Souza et al. 2010; Stangel et al. 2007);
- **Sistemas com 2 passos** – condicionamento ácido + *primer/bond* (Silva e Souza et al. 2010; Stangel et al. 2007).

– *Sistemas com 3 passos*

Os principais componentes deste tipo de adesivos são:

- Ácido fosfórico – ácido ortofosfórico, geralmente, numa concentração de 30-40% com um pH = 0.1-0.4 (Sezinando 2014; Silva e Souza et al. 2010; Stangel et al. 2007).
- Primer convencional para esmalte/ dentina – monómeros bifuncionais, polimerizáveis, num solvente orgânico. Estes têm um grupo hidrofílico com maior afinidade para a superfície dentária (em especial, para a dentina) e um grupo hidrofóbico com maior afinidade para a resina adesiva com a qual vão co-polimerizar (Stangel et al. 2007).
- Monómeros hidrofílicos – podem ser adicionados ao solvente de forma a aumentar a afinidade à dentina, uma vez que esta têm um elevado teor de água (Stangel et al. 2007).
- Resina adesiva (*bond*) – em geral composta por monómeros metacrilatos – *bi-GMA* (bisfenol A-glicidil metacrilato), *UDMA*, *TEGMDA* (trietilenoglicol dimetacrilato) – hidrofóbicos que contribuem para o aumento da força e integridade da camada adesiva (Stangel et al. 2007).

– *Sistemas com dois passos*

Estes sistemas são compostos essencialmente por:

- Ácido fosfórico – igual ao utilizado nos sistemas com 3 passos (Stangel et al. 2007).
- Primer + bond – *primer* e a resina adesiva misturados numa solução única (Silva e Souza et al. 2010; Stangel et al. 2007).

5.1.2 Adesivos self-etch

- **Sistemas com dois passos** – condicionamento/ *primer* + *bond* (Sezinando 2014; Silva e Souza et al. 2010; Stangel et al. 2007);
- **Sistemas com 1 passo** – condicionamento/*primer/bond* (Sezinando 2014; Silva e Souza et al. 2010; Stangel et al. 2007).

Estes sistemas surgiram devido à necessidade de superar os problemas associados à profundidade de desmineralização ácida da dentina e consequente incapacidade de infiltração da resina adesiva nos espaços criados. Tinham igualmente o objetivo de reduzir e simplificar o número de passos/ tempo envolvidos na aplicação do sistema adesivo (Sezinando 2014; Stangel et al. 2007).

Contudo, estes novos adesivos mantiveram os passos fundamentais da adesão, porém, ao contrário dos sistemas *etch-and-rinse*, o condicionamento do esmalte e/ ou dentina e aplicação do *primer* realiza-se num único passo com uma solução única de *primers* acídicos (Stangel et al. 2007).

– *Sistemas com dois passos*

- Solução com monómeros hidrofílicos, acídicos e polimerizáveis – funcionam simultaneamente como *primer* (*primer* acídico) e como agente condicionador das superfícies dentárias (Stangel et al. 2007);
- Resina adesiva hidrofóbica – aplicada num segundo passo (Stangel et al. 2007).

– *Sistemas com um passo*

- Solução única de *primers* acídicos combinados com resina adesiva – atua como condicionador, *primer* e *bond* (Stangel et al. 2007).

De forma a ser funcional, os *primers* destes sistemas adesivos apresentam na sua composição, monómeros relativamente ácidos para dissolver a *smear-layer* e o esmalte aprismático e formar camadas híbridas sobre estas superfícies.

Estes sistemas adesivos podem ser classificados **de acordo com a sua acidez**:

- **Forte ($\text{pH} \leq 1$)** – *Xeno II (Dentsply DeTrey)* – permite a interação de alguns micrómetros de profundidade na dentina e no esmalte (Sezinando 2014).
- **Intermédia entre forte e moderada (pH entre 1 e 2)** – *AdheSE One F (Ivoclar Vivadent)* – permite a interação entre 1 a 2 micrómetros de profundidade.
- **Moderada (pH 2)** – *Clearfil Se Bond (Kuraray)* – permite a interação de 1 micrómetro de profundidade.
- **Ultra-moderado ($\text{pH} > 2,5$)** – *Clearfil S³ Bond (Kuraray)* – interação nanométrica em profundidade, permitindo uma verdadeira zona de nano-interação, em oposição à tradicional camada híbrida.

Contudo, os sistemas *self-etch*, independentemente do pH e do padrão de condicionamento destas soluções, apresentam menores forças adesivas quando comparados com os sistemas *total-etch*, tanto na adesão à dentina como na adesão ao esmalte (Sezinando 2014; Stangel et al. 2007).

5.2 Mecanismo de adesão aos diferentes substratos dentários

A parte mineralizada do dente consiste numa estrutura complexa com diferentes tipos de tecidos que diferem entre si na sua composição e características ultra-morfológicas (Sezinando 2014).

5.2.1 Esmalte

O esmalte é composto por uma estrutura cristalina sólida e dura, a hidroxiapatite (96%). Apresenta forças intermoleculares muito fortes, alta energia de superfície e baixo teor em água e material orgânico (4% por peso). (Sezinando 2014; Stangel et al. 2007).

O condicionamento ácido do esmalte leva à dissolução dos cristais de hidroxiapatite levando à criação de numerosas microporosidades na sua superfície. A técnica de condicionamento ácido “*gold standard*” requer a utilização de ácido fosfórico

(ácido forte, com pH <1.0) com uma concentração na ordem dos 35% (Sezinando 2014; Stangel et al. 2007).

A adesão ao esmalte é maioritariamente micro-mecânica, através da retenção dos polímeros de resina nas microporosidades (*resin-tags*) criadas pelo condicionamento ácido (Sezinando 2014; Stangel et al. 2007).

O condicionamento ácido pode ser realizado pela aplicação de ácido fosfórico separadamente (*total-etch*) ou pela aplicação de um *primer* ácido (*self-etch*). A variação de pH dos *primers* ácidos pode ter consequências no padrão de condicionamento do esmalte. No geral, os sistemas *self-etch* apresentam menor força adesiva ao esmalte, quando comparados com os sistemas *total-etch*, o que pode ser explicado pela incapacidade do *primer* ácido condicionar corretamente a superfície do esmalte (Stangel et al. 2007).

5.2.2 Dentina

A dentina, consiste numa estrutura relativamente húmida, com 20% de água (por volume) e apresenta, em comparação ao esmalte, forças intermoleculares e energia de superfície mais reduzidas. A estrutura da dentina não é constante ao longo do tempo uma vez que com a idade esta sofre processos fisiológicos assimétricos de envelhecimento que levam a um aumento da sua espessura e a uma diminuição da sua permeabilidade (Sezinando 2014).

Esta é formada por uma fase sólida e uma fase porosa. A fase porosa consiste em numerosos túbulos dentinários provenientes da polpa, por onde se desloca o fluido dentinário. Cada túbulo é circundado por dentina hipermineralizada, denominada de dentina peritubular. Em redor desta, existe dentina intertubular que é menos mineralizada e consiste na fase sólida da dentina (Stangel et al. 2007).

Tal como no esmalte, a matéria inorgânica da dentina é composta por hidroxiapatite enquanto a matéria orgânica é predominantemente composta por colagénio tipo I e proteínas não-colagénicas (em menor quantidade) (Stangel et al. 2007).

O condicionamento ácido da dentina dissolve a *smear-layer*, expõe a rede de colagénio (através da remoção de fosfoproteínas que promovem a sua mineralização) e aumenta a permeabilidade dentinária, criando microporosidades através da dissolução da *smear-layer* e dos cristais de hidroxiapatite (Sezinando 2014; Stangel et al. 2007).

A adesão à dentina baseia-se na teoria da hibridização, avançada por Nakabayashi *et al.* (1982). Como já foi referido, o condicionamento ácido da dentina provoca a desmineralização da dentina superficial e consequente exposição da rede de fibras de colagénio com criação de microporosidades inter e intrafibrilares. A deposição de monómeros com viscosidade reduzida (*primer* e *bond*) na dentina condicionada forma uma camada, que após a polimerização, vai ficar interligada com as fibras de colagénio, denominada de camada híbrida (fibras de colagénio + hidroxiapatite + *bond*) que garante a retenção micro-mecânica (Sezinando 2014; Stangel *et al.* 2007).

6 CIMENTOS À BASE DE RESINA COMPOSTA

Os cimentos dentários são utilizados com o objetivo de aderir restaurações indiretas à estrutura dentária, de forma estável e a longo-prazo. Os mecanismos de retenção associados aos cimentos podem ser de natureza química, mecânica e/ ou micromecânica, sendo que, em geral, a retenção é obtida pela combinação de dois ou três destes mecanismos, dependendo da natureza do cimento e do substrato ao qual é aplicado (Pegoraro, da Silva, e Carvalho 2007).

Na adesão de restaurações indiretas totalmente cerâmicas, os cimentos mais utilizados são os cimentos de resina composta (cimentos resinosos). Este tipo de cimentos tornou-se muito popular, clinicamente, devido à sua capacidade de adesão à estrutura dentária e restaurações e às suas propriedades mecânicas e óticas superiores (Hill 2007; Pegoraro *et al.* 2007; De Souza *et al.* 2015; Tian *et al.* 2014).

Os cimentos de resina utilizados hoje em dia são cimentos resinosos à base de dimetacrilatos aromáticos compostos por uma matriz de resina de *Bis-GMA* ou *UDMA* (dimetacrilato de uretano) e por partículas de carga inorgânicas (20-80%). Estas têm como função diminuir o coeficiente de expansão térmica e a contração de polimerização, bem como aumentar a resistência do cimento (Hill 2007; Ladha e Verma 2010; Santos, Santos, e Rizkalla 2009).

Devido à elevada viscosidade do *Bis-GMA*, este é geralmente misturado com uma resina menos viscosa – *TEGDMA* – de forma a reduzir a viscosidade do cimento (Ladha e Verma 2010).

Os cimentos resinosos contêm então diferentes monómeros que, após uma reação de polimerização, se vão unir uns aos outros, através de ligações simples C – C,

formando uma rede de polímeros. A ativação da reação de polimerização implica a indução de foto-iniciadores (ex.: canforoquinona) e/ ou a quebra molecular de um iniciador químico (ex.: peróxido de benzoílo) de modo a formar radicais livres que ao interagirem com os monómeros do cimento vão dar início à reação de polimerização, promovendo a conversão das ligações duplas $C = C$ em ligações simples $C - C$.

O grau de conversão (GC) de um cimento resinoso consiste na percentagem de ligações duplas convertidas em ligações simples. Este tem grande influência no sucesso clínico do cimento, uma vez que uma polimerização incompleta (\downarrow GC) leva ao aumento da solubilidade do cimento, aumentando o risco de degradação/ infiltração marginal, e à presença de monómeros residuais (monómeros que não reagiram e não se encontram ligados à cadeia de polímeros) que podem provocar situações de irritação pulpar e promover uma resposta inflamatória local (Pegoraro et al. 2007; De Souza et al. 2015).

Existem diversos fatores que podem interferir com o GC dos cimentos resinosos e comprometer a longevidade das restaurações indiretas, como por exemplo: a composição do cimento (monómeros e outros componentes do sistema de ativação da polimerização); interações adversas entre o sistema adesivo e o cimento resinoso; características da restauração cimentada (propriedades óticas e espessura da restauração); e características no processo de foto-polimerização (De Souza et al. 2015).

Para apresentarem um **desempenho clínico considerado aceitável/ adequado**, os cimentos resinosos devem ter: (Pegoraro et al. 2007)

- Resistência adequada à dissolução em meio oral;
- Forte adesão através de meio mecânicos;
- Alta resistência sob tensão;
- Boas propriedades de manipulação – tempo de trabalho e de manipulação aceitáveis;
- Biocompatibilidade com o substrato.

6.1 Vantagens/ desvantagens dos cimentos resinosos

Vantagens (Hill 2007; Ladha e Verma 2010; Tian et al. 2014):

- Maior resistência a forças de tração e compressão (25-50 MPa) em comparação com os cimentos convencionais (ex.: fosfato de zinco);
- Baixa solubilidade;

- Adesão micromecânica ao esmalte, dentina e superfícies cerâmicas;
- Diversidade na gama de tons e translucidez disponíveis – estética mais natural em comparação aos cimentos convencionais;
- Técnica mais conservadora devido à menor necessidade de criar preparações retentivas.

Desvantagens (Hill 2007; Ladha e Verma 2010):

- Técnica de manipulação sensível;
- Risco de infiltração marginal pela contração de polimerização;
- Risco de reação pulpar adversa;
- Não liberta flúor, ao contrário dos cimentos de ionómero de vidro;
- Baixo módulo de elasticidade;
- Dificuldade na remoção de excessos após polimerização;
- Polimerização inibida com a utilização de cimentos provisórios à base de eugenol;

6.2 Classificação por mecanismos de polimerização

Os cimentos resinosos podem ser classificados de acordo com os seus mecanismos de polimerização (foto-polimerizáveis, auto-polimerizáveis ou com dupla-polimerização) e com o seu esquema adesivo (cimentos *total-etch*, *self-etch* ou *self-adhesive*). Os cimentos resinosos auto-adesivos, podem geralmente ser referidos como cimentos universais ou *all-in-one* (Pegoraro et al. 2007).

(Na tabela 5, anexo E, estão descritos alguns exemplos dos diferentes tipos de cimentos resinosos).

6.2.1 Cimentos resinosos foto-polimerizáveis

Os cimentos foto-polimerizáveis contêm na sua composição foto-iniciadores (ex.: canforoquinona) que são ativados pela presença de luz com um comprimento de onda de 480 nm (região azul do espectro visível). A ativação dos foto-iniciadores promove a sua ligação à amina terciária (ativador) presente nos cimentos resinosos e consequente libertação dos radicais livres que irão dar início ao processo de polimerização (De Souza et al. 2015).

A capacidade da luz penetrar em todas as áreas através da restauração e ativar os foto-iniciadores é fulcral neste tipo de cimentos. Desta forma, a sua utilização está apenas indicada na cimentação de restaurações translúcidas (Pegoraro et al. 2007; De Souza et al. 2015).

Este tipo de cimentos é muito utilizado em restaurações estéticas. A principal indicação dos cimentos resinosos foto-polimerizáveis consiste na cimentação de facetas cerâmicas, uma vez que estas possuem uma espessura e translucidez apropriada permitindo a transmissão da luz através da cerâmica de forma a atingir o cimento resinoso (Pegoraro et al. 2007; De Souza et al. 2015).

Vantagens dos cimentos foto-polimerizáveis em comparação aos cimentos dupla e auto-polimerizáveis (Pegoraro et al. 2007):

- Maior tempo de trabalho, permitindo ao clínico a remoção do excesso de cimento antes da polimerização, diminuindo assim o tempo necessário para posteriores ajustes/ acabamentos;
- Melhor estabilidade cromática.

Existem 3 tipos de unidades fotopolimerizadoras:

- Quartzo de tungsténio-halogénio (QTH) – mais comuns, porém apresentam algumas desvantagens como um tempo de trabalho efetivo limitado a 100 horas e o fato do calor gerado pelo fotopolimerizador levar à sua degradação e consequente redução na sua capacidade de polimerização (Tian et al. 2014).
- Light Emitting Diode (LED) – fotopolimerizadores de menor dimensão, mais leves, geram menos calor e produzem menos barulho, bem como têm maior longevidade e consomem menos energia que os QTH (Tian et al. 2014).

- Arcos de plasma (PAC) – desenhados para uma polimerização de alta velocidade, reduzindo o tempo envolvido no processo de polimerização, porém o calor gerado por este tipo de fotopolimerizadores é muito maior que nos anteriores (Tian et al. 2014).

6.2.2 Cimentos auto-polimerizáveis

Os cimentos auto-polimerizáveis são apresentados em duas pastas, a base e o catalisador, que ao serem misturadas dão início à reação de polimerização através da ligação de dois componentes, o ativador (amina terciária) e o iniciador químico (peróxido de benzoílo) (Pegoraro et al. 2007; De Souza et al. 2015).

Este tipo de cimentos são especialmente úteis em situações em que a fotopolimerização não está indicada, como no caso de restaurações cerâmicas muito espessas e/ ou muito opacas ou restaurações metálicas, onde a transmissão da luz através da restauração é limitada/ inexistente (Pegoraro et al. 2007; De Souza et al. 2015).

Uma vez que a reação de polimerização se inicia logo após a mistura das duas pastas, este tipo de cimentos apresenta um tempo de trabalho reduzido. A menor estabilidade cromática deve-se à maior concentração de aminas terciárias.(Pegoraro et al. 2007; De Souza et al. 2015).

Dado que os cimentos auto-polimerizáveis disponíveis no mercado não oferecem uma grande variedade em termos de cor e translucidez, a utilização de cimentos com dupla-polimerização é preferível (Pegoraro et al. 2007).

6.2.3 Cimentos com dupla-polimerização

Os cimentos com dupla-polimerização são capazes de polimerizar tanto por ação da luz (foto-polimerização) como por ação química (auto-polimerização). Estes apresentam na sua composição foto-iniciadores (ex.: canforoquinona) e iniciadores químicos (ex.: peróxido de benzoílo) (Pegoraro et al. 2007).

Este tipo de cimentos foi desenvolvido de forma combinar os benefícios de ambos os sistemas de polimerização. Tal como os cimentos auto-polimerizáveis, os cimentos com dupla-polimerização são apresentados em duas pastas (pasta catalisadora + pasta base) (De Souza et al. 2015).

Estes cimentos estão indicados na cimentação de restaurações em que a fotopolimerização é limitada, permitindo um tempo de trabalho controlado e uma polimerização adequada nas zonas inacessíveis à ação da luz fotopolimerizadora. Nestes casos, a foto-polimerização é muito importante ao nível das margens, garantindo uma selagem rápida e eficaz (Pegoraro et al. 2007; Santos et al. 2009; De Souza et al. 2015).

7 ADESÃO À ESTRUTURA DENTÁRIA

7.1 Adesão ao esmalte

7.1.1 Adesão ao esmalte nos sistemas *total-etch*

Estes sistemas utilizam a técnica de condicionamento ácido “*gold standard*” através da utilização de ácido fosfórico. Este passo é realizado tanto nos sistemas com 3 passos como nos sistemas *total-etch* com dois passos. (Sezinando 2014).

O condicionamento ácido, nos sistemas *total-etch*, conduz à desmineralização da hidroxiapatite na superfície do esmalte e à consequente formação de macro e microporosidades de forma eficaz (Sezinando 2014).

A aplicação do *primer* e do *bond* permite a infiltração dos monómeros resinosos nestas porosidades. Quando polimerizados vão promover micro-retenções através da formação de *resin-tags*, garantido a adesão micromecânica ao esmalte (Sezinando 2014).

7.1.2 Adesão ao esmalte nos sistemas *self-etch*

O padrão de condicionamento do esmalte depende da agressividade do adesivo utilizado, variando de moderado a ausente (Sezinando 2014).

Estes adesivos são incapazes de condicionar o esmalte à mesma profundidade que o ácido fosfórico, devido ao seu pH mais elevado resultando numa força adesiva ao esmalte menor (Sezinando 2014).

Alguns fabricantes recomendam o pré-condicionamento do esmalte com ácido fosfórico antes da aplicação dos adesivos para melhorar a força de adesão entre o esmalte e a resina (Sezinando 2014).

Desta forma é recomendado o ataque ácido seletivo do esmalte quando são utilizados este tipo de sistemas adesivos (Sezinando 2014).

7.2 Adesão à dentina

7.2.1 Adesão à dentina nos sistemas *total-etch*

A adesão à dentina, neste tipo de sistemas, é caracterizada por ser uma técnica adesiva húmida, ou seja, após o condicionamento ácido, ao contrário do que acontece no esmalte, não se deve secar completamente a dentina após a lavagem, uma vez que a presença de água a circundar as fibras de colagénio desmineralizadas vai prevenir o seu colapso e consequente redução na capacidade de infiltração do *primer* e do *bond*. O excesso de água também vai ter consequências negativas na adesão, levando à diluição e inibição da polimerização dos monómeros resinosos (Piemjai e Arksornnukit 2007; Sezinando 2014).

Clinicamente, o passo de secagem do esmalte e da dentina tem grande sensibilidade, uma vez que é difícil secar o esmalte e manter a dentina com um grau de humidade favorável à adesão (Sezinando 2014).

Nos sistemas adesivos *total-etch* 3 passos, a aplicação do *primer* previne o colapso das fibras de colagénio desmineralizadas e a remoção da água residual existente nas zonas desmineralizadas (Stangel et al. 2007). A utilização de solventes orgânicos (acetona ou etanol) nos *primers* tem como vantagem o facto de elevarem a pressão e conseguirem deslocar efetivamente a água permitindo que os monómeros se difundam para as zonas desmineralizadas da dentina, mantendo a sua integridade (Silva e Souza et al. 2010; Stangel et al. 2007). Outra vantagem dos solventes orgânicos prende-se no facto da sua remoção ser mais fácil e eficaz, uma vez que têm maior predisposição para evaporar, ou seja, a quantidade de solvente residual nestes sistemas é reduzida, prevenindo a possível inibição da polimerização (Stangel et al. 2007).

Desta forma, a utilização de um *primer* orgânico deve ser capaz de deslocar completamente a água residual e permitir que o adesivo se infiltre e hibridize o colagénio após a polimerização, levando à criação de uma camada híbrida de colagénio e resina que promove a adesão mecânica à dentina (Sezinando 2014).

A adesão à dentina, no caso dos sistemas *total-etch* 2 passos, é, em geral, menos eficiente. A aplicação de uma solução única (*primer/ bond*) pode comprometer a difusão do adesivo, de forma eficaz, em ambiente húmido, deixando por preencher espaços na rede de colagénio, o que pode levar ao seu colapso e consequente diminuição da força adesiva (Stangel et al. 2007). Uma das razões para a difusão dos monómeros do adesivo ser menos eficaz pode estar relacionada com a separação de fases que ocorre entre o *primer* hidrofílico e o adesivo hidrofóbico o que se traduz numa ausência de homogeneidade da interface adesivo-dentina (Stangel et al. 2007).

7.2.2 Adesão à dentina nos sistemas *self-etch*

O conceito de *self-etch*, consiste em condicionar e aplicar o *primer* na dentina em simultâneo e com a mesma extensão, integrando a *smear-layer* na interface adesiva (Sezinando 2014).

A adesão à dentina dos adesivos *self-etch* depende de dois mecanismos principais:

- Interações micromecânicas promovidas pela polimerização dos monómeros resinosos infiltrados na dentina (Sezinando 2014).
- Interações químicas promovidas pela ligação iónica entre monómeros funcionais (ex.: *10-MDP*) existentes na composição destes adesivos, e as ligações de cálcio presentes nos cristais de hidroxiapatite da dentina (Sezinando 2014).

Os *primers* nos sistemas *self-etch* utilizam água como solvente primário. Esta é essencial para a ionização do *primer* e consequente produção de prótons que têm como função participar na reação de desmineralização. Porém, a presença de água nestes adesivos em conjunto com a água existente na dentina pode levar a uma diluição dos componentes do *primer* no interior da rede de colagénio e à inibição da polimerização dos monómeros adesivos com consequente redução da integridade da interface adesiva (Sezinando 2014; Silva e Souza et al. 2010; Stangel et al. 2007).

O potencial ácido dos diferentes *primers* vai influenciar a capacidade que estes sistemas adesivos têm em desmineralizar a dentina, integrando a *smear-layer* e a

hidroxiapatite residual ao longo da rede de colagénio, e em promover uma adesão micromecânica (Sezinando 2014).

A adição de monómeros funcionais como o *10-MDP* promove a interação iónica entre o cálcio dos cristais de hidroxiapatite com consequente formação de sais hidroliticamente estáveis de *10-MDP*-cálcio. Esta interação vai contribuir para o aumento da resistência da adesão à dentina (Sezinando 2014).

Tal como no sistema adesivo *total-etch* de 2 passos, os adesivos *self-etch* de 1 passo vão comportar-se como membranas semi-permeáveis, permitindo que a água da dentina hidratada subjacente se infiltre na interface adesiva, comprometendo a adesão (Sezinando 2014).

8 ADESÃO À SUPERFÍCIE CERÂMICA

A adesão do cimento à superfície interna da restauração cerâmica resulta de dois mecanismos principais:

- Adesão micromecânica – promovida pelo condicionamento com ácido hidrofluorídrico e jactamento de areia (*sandblasting*) (Santos et al. 2009; Tian et al. 2014);
- Adesão química – promovida pelo silano (agente de ligação) (Santos et al. 2009; Tian et al. 2014).

Estudos têm sugerido que diferentes tipos de cerâmicas apresentam microestruturas variadas após diferentes tratamentos de superfície afetando a força de adesão entre a cerâmica e o cimento resinoso (Tian et al. 2014).

As propriedades morfológicas e químicas das superfícies cerâmicas tem extrema importância no que diz respeito à adesão entre cimento resinoso e restauração cerâmica. Estas propriedades podem ser alteradas pela aplicação de agentes condicionantes químicos (ex.: condicionamento ácido e silano) ou por tratamentos mecânicos (ex.: jactamento com óxidos) promovendo a adesão química e mecânica entre estes dois materiais (Tian et al. 2014).

Desta forma, o sucesso da adesão depende, em grande parte, do tratamento da superfície interna da cerâmica que promove a adesão entre o cimento e a restauração cerâmica (Santos et al. 2009).

Existem agentes que aumentam a energia de superfície das restaurações cerâmicas, promovendo uma adesão efetiva do cimento resinoso. Porém, a força e durabilidade da adesão entre a superfície interna da restauração cerâmica e o cimento resinoso depende do tipo de tratamento selecionado (Santos et al. 2009).

Outros fatores podem influenciar a adesão do cimento às cerâmicas, como o tipo de polimerização e a espessura dos cimentos (Tian et al. 2014).

No que diz respeito ao tipo de polimerização utilizado na cimentação de facetas cerâmicas, os cimentos foto-polimerizáveis são os mais indicados, seguidos dos cimentos com dupla-polimerização e por fim os cimentos auto-polimerizáveis (Tian et al. 2014).

No caso dos foto-polimerizáveis, diferentes unidades foto-polimerizadoras podem também ter influência na adesão do cimento às cerâmicas.

É ainda importante salientar que, apesar de uma exposição mais intensa à ação da luz poder conduzir a um maior grau de polimerização, este fato não se vai traduzir diretamente num maior poder adesivo do cimento, uma vez que um grau de polimerização elevado e atingido num curto espaço de tempo pode levar a uma rápida contração de polimerização com consequências negativas a nível da adesão do cimento (Tian et al. 2014).

8.1 Condicionamento com ácido hidrofúorídrico

O ácido HF consiste numa solução aquosa de fluoreto de hidrogénio. Este é um ácido fraco uma vez que a ligação H – F é relativamente mais estável que a ligação existente noutros ácidos mais fortes (ex.: ácido clorídrico, H – Cl) e consequentemente a ação resultante da libertação do ião H_3O^+ não é tão expressiva (Tian et al. 2014).

A utilização do ácido HF tem como objetivo a dissolução da fase vítrea da superfície cerâmica, mediada pela reação com o dióxido de silício (sílica), e consequente aumento da sua rugosidade potenciando a posterior infiltração do cimento resinoso e criação de retenções micro-mecânicas entre o cimento e a cerâmica (Alex 2008; Tian et al. 2014).

O processo de dissolução não resulta das propriedades ácidas do ácido HF mas da substituição do flúor pelo oxigénio, devido à eletronegatividade da fase vítrea, que

origina um sal – hexafluorosilicato – facilmente removido com spray de água (Santos et al. 2009; Tian et al. 2014),

Esta reação de condicionamento com ácido HF da superfície das cerâmicas vítreas foi descrita pela primeira vez por Horn *et al.*, que demonstrou que a força de adesão, entre uma fina camada de cerâmica e cimento resinoso, aumentavam significativamente quando se condicionava previamente a cerâmica (Tian et al. 2014). A partir deste momento têm surgido diversos estudos que tentam demonstrar qual a concentração e o tempo de condicionamento ideal do ácido (Tian et al. 2014).

De acordo com Tian *et al.* (2014) e Alex (2008), a utilização do ácido HF numa concentração entre os 4-10% e num período de tempo entre 1-2 minutos parece ser o procedimento mais aceitável, sendo que estas duas variáveis dependem do estado do ácido (gel ou líquido) bem como do número, tamanho e distribuição dos cristais da cerâmica utilizada. (Alex 2008; Tian et al. 2014).

A utilização de outros ácidos, com maior natureza acídica, (ex.: ácido orto-fosfórico) no condicionamento das superfícies cerâmicas parece não ter tanto impacto na morfologia da cerâmica uma vez que o processo de dissolução da sílica não depende do pH do ácido mas sim do papel dos fluoretos existentes no ácido HF (Tian et al. 2014).

De acordo com Peumans *et al.* (1999), a cimentação de facetas cerâmicas condicionadas com ácido HF aumenta significativamente a área de superfície e potencial de retenção micromecânico do cimento resinoso. Neste mesmo estudo, observou-se que o jactamento com óxido de alumínio, apesar de provocar um aumento na rugosidade da superfície interna da cerâmica, tem um potencial retentivo muito limitado, quando comparado com o condicionamento com ácido hidrofúorídrico (Peumans et al. 1999).

8.2 Silanização

O silano consiste num agente de ligação bifuncional que promove a adesão química entre o cimento resinoso e a cerâmica vítrea. É composto por um grupo inorgânico (grupo OH) que reage com a sílica na superfície cerâmica (Si – OH) por uma reação de condensação e por um grupo orgânico (grupo metacrilato) que adere quimicamente ao cimento resinoso (Tian et al. 2014).

De forma a poder ter ação na adesão química, o silano necessita de ser ativado por uma reação de hidrólise mediada por ácidos fracos. Neste sentido, os silanos disponíveis no mercado são apresentados em duas formas: silano pré-hidrolisado comercializado num único frasco (*single bottle solution*) ou silano não hidrolisado comercializado em dois frascos (*double-bottle solutions*), em que um dos frascos contém o silano não hidrolisado numa solução de etanol e o outro contém ácido acético numa solução aquosa.

O silano não hidrolisado é preferível ao silano pré-hidrolisado uma vez que este último tem um tempo de vida mais curto. Isto deve-se ao fato de, quando hidrolisadas, as moléculas de silano têm tendência para reagir umas com as outras, formando um oligómero de elevado peso molecular (ex.: polisiloxano) que pode atuar como um lubrificante funcional e potencialmente diminuir a adesão química às cerâmicas (Alex 2008; Santos et al. 2009).

Desta forma, além de reagirem com a superfície cerâmica, as partículas de silano reagem umas com as outras, formando uma rede de polímeros. Neste sentido a aplicação de sucessivas camadas pode levar a que estas reajam umas com as outras, aumentando a espessura da camada de silano o que pode levar à diminuição da força adesiva e consequente falha coesiva (Alex 2008)

Idealmente, deve-se aplicar uma monocamada de silano (10-50nm de espessura) porém, clinicamente, esta situação é muito difícil de atingir. Desta forma, deve-se aplicar uma a duas camadas finas e uniformes de silano na superfície interna da restauração cerâmica (Alex 2008; Tian et al. 2014).

9 CONCLUSÃO

De acordo com os vários estudos científicos e revisões de literatura é possível concluir que as facetas cerâmicas, atualmente, são consideradas como a opção de tratamento de eleição em medicina dentária estética, pois permitem restabelecer a estética e função dos dentes anteriores, através da alteração da posição, forma e/ ou cor de forma segura, previsível e duradoura.

Apesar do sucesso das restaurações com facetas cerâmicas ser consensual na literatura, existe ainda alguma controvérsia no que diz respeito à forma ideal de tratamento de superfície a ser aplicado no dente e cerâmica e tipos de cimentos que devem ser utilizados na cimentação definitiva das facetas; bem como na forma como esses fatores influenciam direta e indiretamente o resultado final das restaurações.

A adesão das facetas cerâmicas ao dente promovida pela cimentação adesiva com cimentos resinosos é, em geral, bastante eficaz, sendo que de acordo com a literatura atual, é possível concluir que este tipo de cimentos apresenta bons resultados na adesão quer para estrutura dentária (esmalte e/ ou dentina), quer para a superfície cerâmica, quando o correto condicionamento e tratamento destas superfícies é realizado.

Porém, uma vez que a adesão ao esmalte tem provado ser superior à adesão à dentina, recomenda-se que as restaurações com facetas cerâmicas sejam o mais conservadoras possível, limitando preparação do dente ao esmalte.

Desta forma, o sucesso das restaurações com facetas cerâmicas implica que o médico dentista tenha um conhecimento profundo dos diferentes tipos de materiais necessários e existentes para realizar este tipo de tratamento, ou seja, tem que estar informado acerca dos diferentes tipos de materiais cerâmicos possíveis de utilizar em restaurações com facetas bem como deve entender os conceitos atuais da cimentação adesiva fundamentais para este tipo de tratamento.

BIBLIOGRAFIA

- Alex, Gary. 2008. «Preparing porcelain surfaces for optimal bonding.» *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, N.J. : 1995)* 29(6):324–35; quiz 336.
- Hill, Edward E. 2007. «Dental cements for definitive luting: a review and practical clinical considerations.» *Dental clinics of North America* 51(3):643–58, vi.
- Ladha, Komal e Mahesh Verma. 2010. «Conventional and Contemporary Luting Cements: An Overview». *The Journal of Indian Prosthodontic Society* 10(2):79–88.
- Van Landuyt, Kirsten L. et al. 2007. «Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives.» *Biomaterials* 28(26):3757–85.
- Öztürk, Elif, Şükran Bolay, Reinhard Hickel, e Nicoleta Ilie. 2013. «Shear bond strength of porcelain laminate veneers to enamel, dentine and enamel–dentine complex bonded with different adhesive luting systems». *Journal of Dentistry* 41(2):97–105.
- Pascotto, Renata et al. 2012. «Advances in dental veneers: materials, applications, and techniques». *Clinical, Cosmetic and Investigational Dentistry* 4:9.
- Pegoraro, Thiago A., Nelson R. F. A. da Silva, e Ricardo M. Carvalho. 2007. «Cements for use in esthetic dentistry.» *Dental clinics of North America* 51(2):453–71, x.
- Peumans, M., B. Van Meerbeek, Y. Yoshida, P. Lambrechts, e G. Vanherle. 1999. «Porcelain veneers bonded to tooth structure: an ultra-morphological FE-SEM examination of the adhesive interface.» *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials* 15(2):105–19.
- Peumans, Marleen, Bart Van Meerbeek, Paul Lambrechts, e Guido Vanherle. 2000. «Porcelain veneers: a review of the literature.» *Journal of dentistry* 28(3):163–77.
- Piemjai, Morakot e Mansuang Arksornnukit. 2007. «Compressive fracture resistance of porcelain laminates bonded to enamel or dentin with four adhesive systems.» *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists* 16(6):457–64.
- Sadaqah, Nasrin R. 2014. «Ceramic Laminate Veneers: Materials Advances and Selection». *Open Journal of Stomatology* 04(05):268–79.
- Santos, Gildo Coelho, Maria Jacinta Moraes Coelho Santos, e Amin S. Rizkalla. 2009. «Adhesive cementation of etchable ceramic esthetic restorations.» *Journal (Canadian Dental Association)* 75(5):379–84.
- Sezinando, Ana. 2014. «Looking for the ideal adhesive – A review». *Revista Portuguesa de Estomatologia, Medicina Dentária e Cirurgia Maxilofacial* 55(4):194–206.
- Shetty, Nitesh, Savita Dandakeri, e Shilpa Dandakeri. 2013. «“Porcelain Veneers , a Smile Make Over ”: A Short Review». *Journal of Orofacial Research* 3(3):186–

- Silva e Souza, Mario Honorato, Karina Gama Kato Carneiro, Marcelo Figueiredo Lobato, Patrícia de Almeida Rodrigues Silva e Souza, e Mário Fernando de Góes. 2010. «Adhesive systems: important aspects related to their composition and clinical use.» *Journal of applied oral science : revista FOB* 18(3):207–14.
- De Souza, Grace, Roberto Ruggiero Braga, Paulo Francisco Cesar, e Guilherme Carpena Lopes. 2015. «Correlation between clinical performance and degree of conversion of resin cements: a literature review.» *Journal of applied oral science : revista FOB* 23(4):358–68.
- Stangel, Ivan, Thomas H. Ellis, e Edward Sacher. 2007. «Adhesion to Tooth Structure Mediated by Contemporary Bonding Systems». *Dental Clinics of North America* 51(3):677–94.
- Tian, Tian, James Kit-Hon Tsoi, Jukka P. Matinlinna, e Michael F. Burrow. 2014. «Aspects of bonding between resin luting cements and glass ceramic materials». *Dental Materials* 30(7):e147–62.
- Tinschert, J., D. Zvez, R. Marx, e K. J. Anusavice. 2000. «Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics.» *Journal of dentistry* 28(7):529–35.

ANEXOS

ANEXO A

Tabela 1 - Facetas Cerâmicas - exemplos de cerâmicas disponíveis no mercado de acordo com o tipo de cerâmica - adaptado de De Souza (2015)

Tipo de Cerâmica	Marcas, Fabricantes
Cerâmica Feldspática	<p><i>Ceramco II, Dentsply</i></p> <p><i>Ceramco IPS InLine, Ivoclar Vivadent</i></p> <p><i>Vita VM7, Vita Zahnfabrick</i></p>
Cerâmica de vidro reforçada com Dissilicato de Lítio	<p><i>IPS e.max Press, Ivoclar Vivadent</i></p> <p><i>IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent</i></p>
Cerâmica de vidro reforçada com Leucite	<p><i>IPS Empress, Ivoclar Vivadent</i></p> <p><i>IPS Empress CAD, Ivoclar Vivadent</i></p> <p><i>IPS Empress 2, Ivoclar Vivadent</i></p> <p><i>IPS Empress Esthetic, Ivoclar Vivadent</i></p> <p><i>GN-I. GC Corp.</i></p> <p><i>ProCAD, Ivoclar Vivadent</i></p>

ANEXO B

Tabela 2 - Estratégias adesivas - exemplos de sistemas adesivos disponíveis no mercado, de acordo com os fabricantes (por ordem alfabética) - adaptado de Sezinando (2014)

Estratégia adesiva				
Fabricantes	Total-etch		Self-etch	
	<u>3 Passos</u>	<u>2 Passos</u>	<u>2 Passos</u>	<u>1 Passo</u>
Bisco Inc., Schaumburg, IL, USA	All-Bond 2 All-Bond 3	One-Step Plus	All-Bond SE	—
Coltène/ Whaledent AG, Altstätten, Switzerland	A.R.T Bond	One Coat Bond	One Coat Self-etching Bond	One Coat 7.0
Dentsply Caulk, Milford, DE, USA	—	Prime&Bond NT XP Bond	Xeno III	Xeno IV
GC America, Alsip, IL, USA	—	—	Unifil Bom	G-BOND
Ivoclar Vivadent, Schaan, Principality of Liechtenstein	Syntac	ExciTE F	AdheSE	AdheSE One F
Kerr, Orange, CA, USA	OptiBond FL	OptiBond Solo Plus	OptiBond XTR	OptiBond All-in-One
Kuraray, Tokyo, Japan	—	Clearfil New Bond	Clearfil SE Bond Clearfil SE Protect	Clearfil S ³ Bond Plus

ANEXO C

Tabela 3 – Principais componentes dos Sistemas Adesivos parte I - adaptado de Van Landuyt et. al (2007) e De Souza et al. (2010)

Componentes dos sistemas adesivos	Exemplos	Características
<u>Monómeros resinosos - Dimetracrilatos</u>	<i>Bis-GMA</i>	Mais frequentes
	<i>UDMA</i>	Promovem maior força mecânica ao sistema adesivo
	<i>TEGDMA</i>	Hidrofóbico
		Suscetíveis à adsorção de água – <i>TEGDMA</i> > <i>Bis-GMA</i> > <i>UDMA</i>
	<i>Bis-GMA</i>	Elevado peso molecular – < contração de polimerização, > dureza e melhores propriedades mecânicas Elevada viscosidade – < grau de conversão <i>Bis-GMA</i> + <i>UDMA</i> ou <i>TEGDMA</i> – > grau de polimerização
	<i>TEGDMA:</i>	Utilizado em conjunto com o <i>Bis-GMA</i> ou <i>UDMA</i> Elevada flexibilidade
	<i>UDMA</i>	Menor viscosidade que o <i>Bis-GMA</i> Pode ser utilizado sozinho ou combinado com o <i>TEGDMA</i> ou <i>Bis-GMA</i>
<u>Outros monómeros resinosos</u>	<i>HEMA</i>	Solúvel em água, etanol e/ ou acetona Hidrofílico – melhor penetração na dentina húmida, > tendência para absorver água Promove um bom molhamento das superfícies dentárias
	<i>10-MDP</i>	Hidrofóbico – deve ser utilizado com etanol ou acetona como solvente Forma ligações iônicas fortes com o cálcio – ligação química à hidroxiapatite do esmalte e da dentina

ANEXO D

Tabela 4 - Principais componentes dos sistemas adesivos parte II - adaptado de Van Landuyt et. al (2007) e De Souza et al. (2010)

Componentes dos sistemas adesivos	Exemplos	Características
<u>Sistemas iniciadores da polimerização:</u>	<p><i>Foto-iniciadores</i></p> <p><i>Ex.: Canforoquinona</i></p>	<p>Ativação ocorre através da absorção da energia electromagnética</p> <p>Reagem com um co-iniciador (amina terciária) de forma a produzir os radicais livres necessários para iniciar a polimerização</p> <p>Canforoquinona – absorve energia num espectro largo (360 a 510 nm), com um pico de absorção nos 468 nm</p>
	<p><i>Iniciadores químicos</i></p> <p><i>Ex.: Peróxido de Benzoílo</i></p>	<p>Ativação ocorre mediante da mistura com um co-iniciador (amina terciária)</p> <p>Peróxido de Benzoílo + Amina Terciária – reação dos dois compostos liberta os radicais livres, dando início à reação de polimerização</p>
<u>Inibidores da polimerização</u>	<p><i>Mais utilizados:</i></p> <p><i>Butilhidroxitolueno (BTH)</i></p> <p><i>Éter monometílico de hidroquinona (MEHQ)</i></p>	<p>Antioxidantes capazes de eliminar radicais livres</p> <p>Previnem o início e a propagação da reação de polimerização espontânea</p> <p>↑ Tempo de armazenamento dos sistemas adesivos</p> <p>Quantidade ↓ – efeito mínimo na reação de polimerização</p>
<u>Solventes</u>	<p><i>Água</i></p> <p><i>Acetona</i></p> <p><i>Etanol</i></p>	<p>↑ Capacidade de molhamento dos adesivos</p> <p>↓ Viscosidade dos <i>primer</i> e/ou adesivos</p> <p>↑ Capacidade de penetração dos monómeros resinosos</p>
	<i>Função nos sistemas etch-and-rinse</i>	Promover uma penetração eficaz dos monómeros na rede de colagénio
	<i>Função nos sistemas self-etch (água)</i>	Indispensável na ionização dos monómeros ácidos

ANEXO E

Tabela 5 - Cimentos resinosos - exemplos de cimentos resinosos disponíveis no mercado de acordo com o seu modo de polimerização - adaptado de De Souza (2015)

Modo de Polimerização	Nome, Fabricante
Auto-polimerizáveis	<i>C&B Cement, Bisco</i> <i>Panavia 21, Kuraray Inc.</i> <i>Superbond C&B, Sun Medical</i>
Foto-polimerizáveis	<i>Choice 2, Bisco</i> <i>RelyX Veneer, 3M ESPE</i>
Dupla polimerização	<i>Biscem, Bisco</i> <i>Maxcem Elite, Kerr</i> <i>RelyX Unicem, 3M ESPE</i> <i>SmartCem, Dentsply Caulk</i> <i>SpeedCem, IvoclarVivadent</i> <i>Clearfil Esthetic Cement, Kuraray Inc.</i> <i>Duolink, Bisco</i> <i>Multilink Automix, IvoclarVivadent</i> <i>Nexus Third Generation, Kerr</i> <i>Panavia F 2.0, Kuraray Inc.</i> <i>RelyX ARC 3M, ESPE</i> <i>RelyX Ultimate, 3M ESPE</i> <i>Variolink II, Ivoclar Vivadent</i>